Aus der Hautklinik und Poliklinik
Kommissarischer geschäftsführender Direktor:
Professor Dr. W. Thies
im Klinikum Steglitz
der Freien Universität Berlin

EXPERIMENTELLER BEITRAG ZUR EICHUNG EINER APPARATUR FÜR DIE MESSUNG DER HORNSCHICHT—DICKE IN VIVO

Dissertation
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
am Fachbereich Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Zahnarzt Bergmann, Rainer
aus Berlin

1978

Aus der Hautklinik und Poliklinik
Kommissarischer geschäftsführender Direktor:
Professor Dr. W. Thies
im Klinikum Steglitz
der Freien Universität Berlin

EXPERIMENTELLER BEITRAG ZUR EICHUNG EINER APPARATUR FÜR DIE MESSUNG DER HORNSCHICHT-DICKE IN VIVO

Dissertation
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
am Fachbereich Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Zahnarzt Bergmann, Rainer
aus Berlin

Referent: Professor Dr. F. Klaschka

Korreferent: Professor Dr. R. Lenz

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches
Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Freien Universität Berlin

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Promoviert am: 26.6.1978

Für meine Eltern

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41544718_0009

I N H A L T S V E R Z E I C H N I S

	Seite
1. EINLEITUNG	7
2. EIGENE UNTERSUCHUNGEN	9
2.1. Methodische Grundlagen: Darstellung des Meßprinzips und der Geräteanordnung	9
2.2. Untersuchungen zur Struktur und Funktion der Meßkopfanlage	14
2.3. Fixierung des Meßkopfes	16
2.4. Material und Form der Elektrodennadeln	18
3. ERGEBNISSE	19
3.1. Eichversuche mit Folienmodellen	19
3.2. Beschaffenheit der Meßunterlage	22
3.3. Anwendung von isolierenden Deckfolien bei der HS-Dickenmessung in vivo	25
3.4. Eichung mit Leichenhaut	26
3.5. Kontrollversuche mit berußten Elektrodennadeln	33
3.6. Meßwerte in Abhängigkeit von der Form der Meßkopfbasis	34
3.7. Meßkopffixierung an der Haut	36
3.8. Meßversuche mit unterschiedlich geformten Elektrodennadeln	40
4. DISKUSSION	44

		Seite
5.	ZUSAMMENFASSUNG	53
6.	LITERATURVERZEICHNIS	55
	LEBENSLAUF	58

1. EINLEITUNG

Die Hornschicht(HS)-Dicke gilt als ein wesentlicher Parameter bei vielen hautphysiologischen und insbesondere arbeitsdermatologischen HS-Untersuchungen. Systematische HS-Dickenmessungen wurden erstmals von MIESCHER 1930 (9), später von FREEMAN 1963 (1) sowie von HOLBROOK und ODLAND 1974 (2) u.a. histometrisch vorgenommen. Hierbei erfordert freilich jede Messung eine Probeexcision mit histologischer Präparation und mikroskopischer Auswertung. Ein derart aufwendiges Verfahren kommt für klinische Reihenuntersuchungen, speziell in der gewerbedermatologischen Praxis, kaum in Betracht.

Auf der Suche nach einer geeigneten "unblutigen" und wenig zeitaufwendigen Methode beschritten KLASCHKA und KRAUSE 1964 (4) und 1969 (6,8) folgenden Weg:
Sie führten Messungen der Wechselstromwiderstandsänderung zwischen indifferenter und beweglicher d.h. differenter Nadelelektrode während deren HS-Passage durch, wobei die auftretenden Widerstandsänderungen auf einem Linienschreiber simultan aufgezeichnet wurden. Inzwischen liegt eine Weiterentwicklung dieses Gerätes vor, bei dem die Widerstandsaufzeichnung durch ein digitales Zählwerk ersetzt ist. Die gemessenen Werte stehen sofort zur Verfügung und können durch Teletype ausgedruckt und/oder auf Lochstreifen erfaßt werden (10).

Zu erproben bleibt die Anwendung des neuen Meßgerätes in vivo, da die elektronisch gemessenen HS-Dickenwerte nicht ohne weiteres mit den histologischen Kontrollergebnissen zu vergleichen sind. Sie liegen zuweilen deutlich über der histometrisch festgestellten HS-Dicke.

Unsere Untersuchung gilt dem Ziel, das Gerät zur elektronischen HS-Dickenmessung in vivo hinsichtlich seiner klinischen Anwendbarkeit zu prüfen und seine Leistungsfähigkeit sowie Meßgenauigkeit zu ermitteln. Das besondere Augenmerk richtet sich dabei auf mögliche strukturelle und funktionelle Verbesserungen am Meßkopf der Anlage. Zur Durchführung dieser speziellen Untersuchungen ist die Herstellung geeigneter Meßmodelle erforderlich, die eine methodisch brauchbare und technisch geeignete Grundlage zur Eichung der Apparatur bilden.

2. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

2.1. Methodische Grundlagen: Darstellung des Meßprinzips und der Geräteanordnung

Voraussetzung für eine elektronische HS-Dickenmessung (4, 10) ist die Existenz eines hornschichtspezifischen Widerstandes bei der Ableitung mit einer differenten Elektrode des Innenkörpers. Grundsätzlich kann angenommen werden, daß der elektrische Widerstand eines Zellgewebes umso geringer ist, je höher der Wassergehalt einer Zellschicht ist.

Bei einem Wassergehalt von 3 % bis 8 % im Stratum corneum gegenüber 60 % bis 80 % im Stratum spinosum bzw. Stratum granulosum bestehen zwischen den peripheren Epidermisschichten markante Unterschiede des elektrischen Widerstandes: Dieser liegt im Stratum corneum im hohen Mega-Ohm-Bereich, in der tiefen Epidermis bzw. im Innenkörper jedoch im Kilo-Ohm-Bereich.

Durchdringt nun eine nadelförmige differente Elektrode die HS von außen, so kann bei Ableitung gegen eine indifferente Elektrode die Widerstandsveränderung in einem entsprechend vorgegebenen Stromkreis gemessen werden, so daß der Weg der Nadelelektrode durch die HS deren Dicke annähernd entspricht.

Das verwendete elektronische HS-Dickenmeßgerät, eine Entwicklung von F. KLASCHKA, R.A. KRAUSE und A. LOTTERMOSER, besteht im wesentlichen aus einem mechanischen und einem elektronischen Teil.

Die differente Elektrode, eine Metallnadel, die sich im Meßkopf (s. Abb. 1 und Abb. 3) befindet, wird durch einen Perfusor der Fa. Braun über ein hydraulisches System mit einem konstanten Vorschub von 11 µm/sek vorangetrieben.

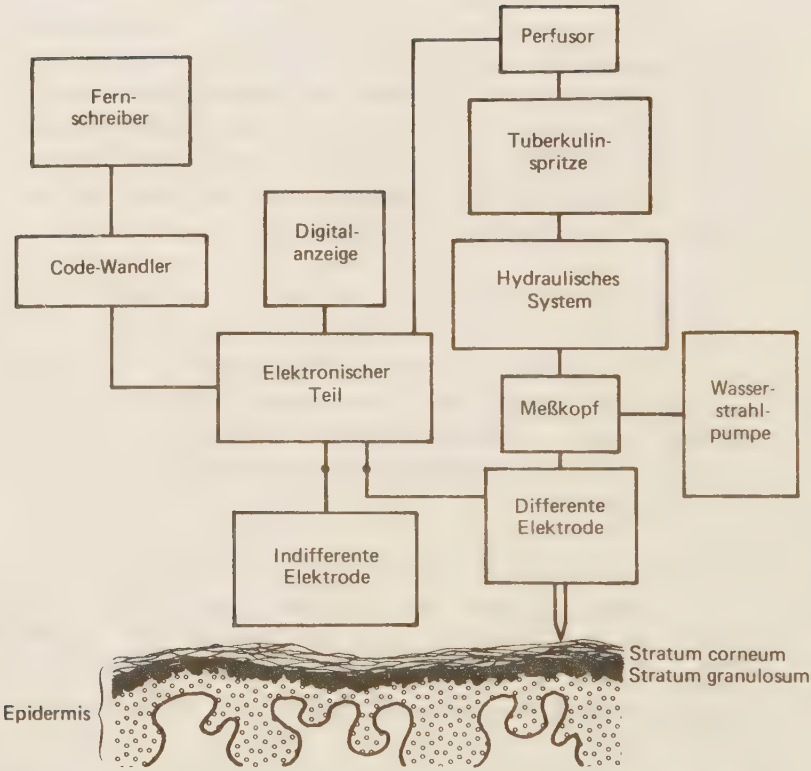

Abb. 1: Schematische Darstellung der Apparatur zur Messung der HS-Dicke in vivo

Im Perfusor befindet sich eine Tuberkulinspritze - Inhalt 1 ml -, die durch einen Polyäthylenschlauch mit dem Meßkopf verbunden ist. Es handelt sich hierbei um ein in sich geschlossenes, im Volumen nicht veränderliches System, wobei der Schlauch die zum mühelosen Aufsetzen des Meßkopfes erforderliche Flexibilität aufweist.

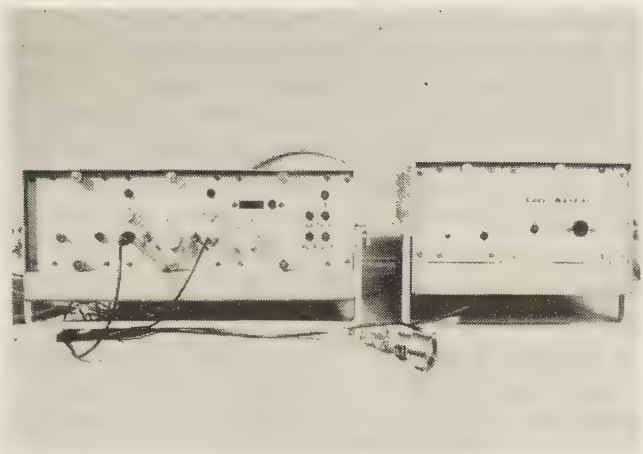

Abb. 2: Elektronischer Teil des Meßplatzes

Im Meßkopf ist die differente Elektrode verbunden mit einem Stempel, der den distalen Abschluß des mit Silikonöl gefüllten hydraulischen Systems bildet. Sie hat die Form einer speziell zugespitzten Nadel (s.u.), die im Laufe der Messung die HS durchdringt.

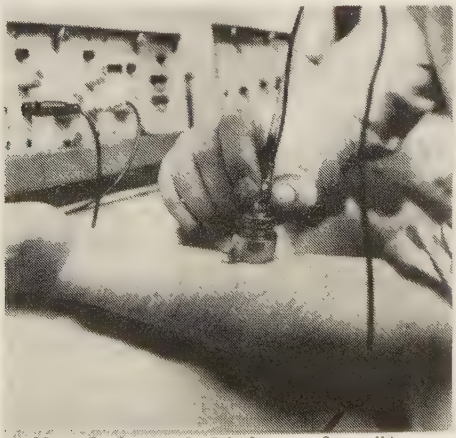

Abb. 3: Meßkopf des HS-Dickenmeßgerätes

Die Fixierung des runden Meßkopfes von 30 mm Durchmesser an der Haut erfolgt nach leichtem Andrücken weitgehend durch die mittels einer Wasserstrahlpumpe erzeugte Sogwirkung von 0,2 kp/cm². Für die optimale Fixierung des Meßkopfes ist die Gestaltung der Meßkopfbasis von Wichtigkeit. Ihre besondere Konstruktion gestattet die für eine Messung im Mikrometerbereich notwendige und rasch wiederholbare Haftung des Meßkopfes am Prüfhautareal (s. Abb. 4).

Die elektronische Anlage arbeitet nach dem bereits geschilderten Prinzip der Messung schlagartig eintretender Widerstandsänderungen. Bei der ersten Berührung der HS durch die von außen her vordringende Nadelelektrode sinkt der vorher unendlich große Widerstand zwischen der differenten Nadelelektrode und der indifferenten Elektrode, der praktisch dem der Luft entspricht, auf 50 MΩ ab. Gleichzeitig wird ein digitales Zählwerk eingeschaltet. Dieses läuft nach dem Prinzip der Weg-Zeit-Messung so lange, bis beim Erreichen des "lebenden" Epidermisepithels durch die Nadelelektrode ein erneuter spontaner Widerstandsabfall auf Werte von $\ll 3 M\Omega$ eintritt. Hierdurch wird die Messung automatisch gestoppt. Der digital angezeigte Meßwert kann nun über einen Codewandler in einen Fernschreiber eingegeben werden. Aus einer Reihe von Meßwerten läßt sich ein Mittelwert für die HS-Dicke errechnen (3).

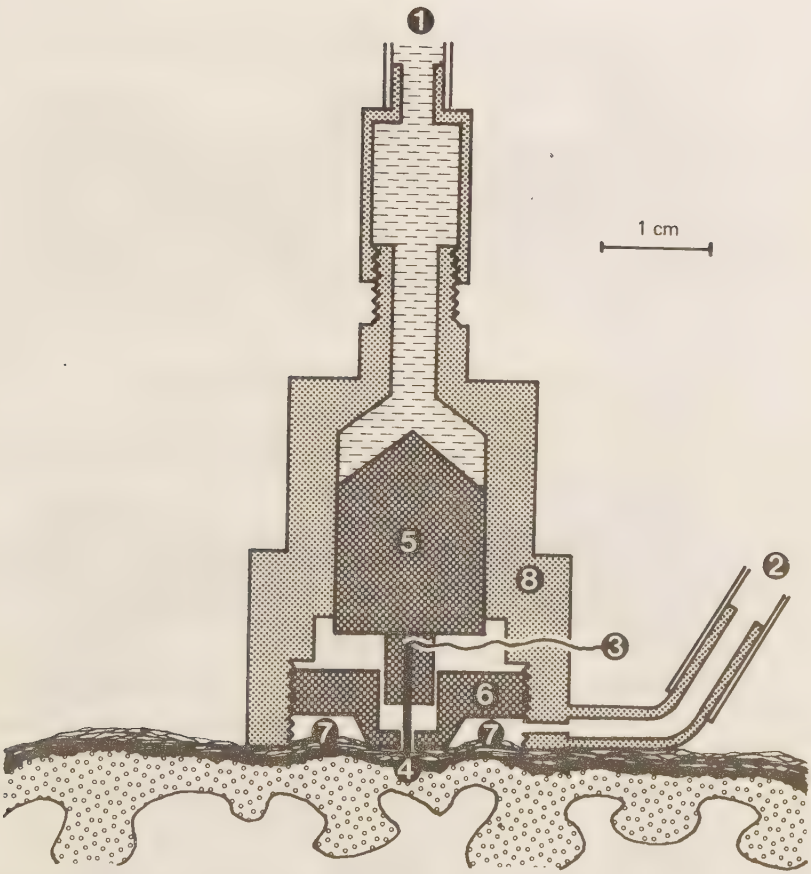

Abb. 4: Querschnitt des Meßkopfes mit Anschlüssen im Maßstab 1 : 1

1) Schlauchverbindung zum Perfusor
2) Schlauchansatz zur Wasserstrahlpumpe
3) Anschlußstelle der differenten Elektrode zum elektronischen Teil
4) Nadelelektrode
5) Stempel mit Fassung für die Nadelelektrode
6) Meßkopfbasisplatte
7) Kammer, in der Unterdruck erzeugt werden kann
8) Meßkopfgehäuse

2.2. Untersuchungen zur Struktur und Funktion der Meßkopfanlage

Für die Fixierung des Meßkopfes, im folgenden auch abgekürzt MK, und somit auch für die Meßgenauigkeit spielt die Gestaltung der Meßkopfbasis naturgemäß eine wichtige Rolle. Um zwischen Meßkopf und Haut durch Unterdruck eine möglichst exakte Fixierung des zu messenden Hautareals zu erreichen, müssen folgende Voraussetzungen in optimaler Weise gegeben sein:

a) Form des Meßkopfes und dessen Auflagefläche,
b) Größe der Nadelaustrittsöffnung und
c) Form und Vorsprung des Nadelaustrittskonus, Auswirkung des Unterdruckes auf den Meßkopf.

Zur Ermittlung der optimalen Auflagefläche des Meßkopfes werden drei unterschiedliche Modelle, nämlich Nr. 1, Nr. 2 und Nr. 3 (s. Abb. 5), auf ihre Funktionsfähigkeit hin untersucht: Das Mittelstück der Meßkopfbasis kann mit seinem Plateau durch Herausschrauben der Basisplatte den Meßkopfrand überragen, so daß bei Auflage des Meßkopfes an dessen zentraler Kontaktstelle eine Eindellung der Haut, mithin eine erhöhte Hautspannung und ein stärkerer Andruck im Meßgebiet erzielt wird.

Die Basisplatte des Meßkopfes ist auswechselbar und gestattet den Wechsel der Nadelelektrode. Neben unterschiedlichen Formen von Basisplatten kann der Einfluß der Prominenz des zentralen Meßkopfbasisplateaus bestimmt werden.

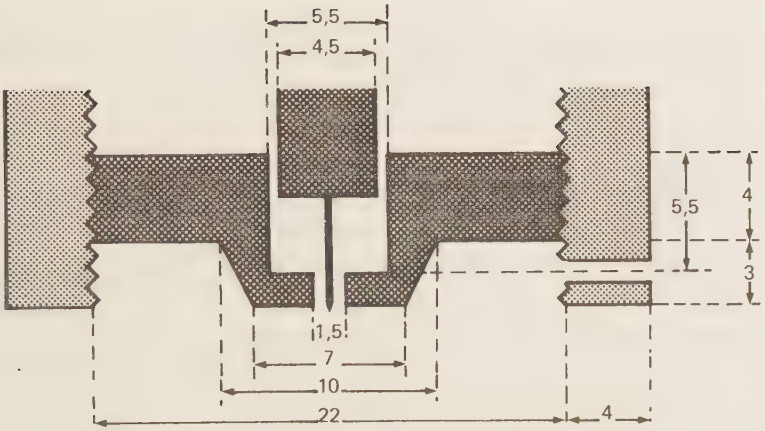

Abb. 5 a: Meßkopf Nr. 1

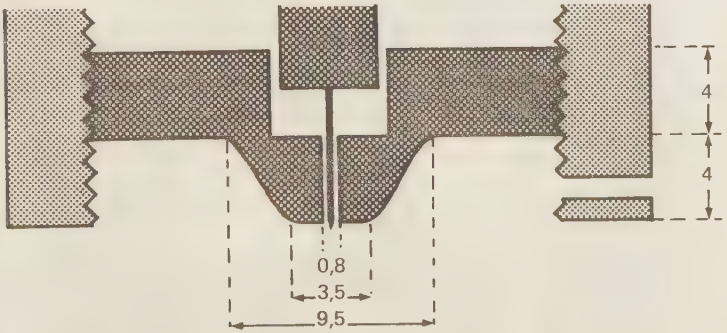

Abb. 5 b: Meßkopf Nr. 2

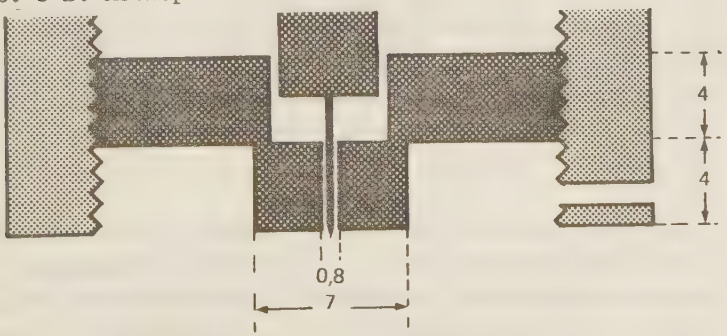

Abb. 5 c: Meßkopf Nr. 3

Abb. 5 a - c: Querschnitt des Meßkopfes Nr. 1, Nr. 2 und Nr. 3, alle Angaben in mm

Die wesentlichen Unterschiede zwischen den drei zu überprüfenden Meßkopfplatten zeigt Tabelle 1:

MK-Modell Nr.	Durchmesser der Nadelaustrittsöffnung [mm]	Höhe des Basisplateaus [mm]	Gestalt des Basisplateaus
1	1,5	3	breit, eben, trapezförmig
2	0,8	4	kegelförmig mit kleinem Plateau, abgerundet
3	0,8	4	breit, eben, rechteckig

Tab. 1: Unterscheidungsmerkmale der Meßkopfbasisplatte für Meßkopfmodell Nr. 1, Nr. 2 und Nr. 3

2.3. Fixierung des Meßkopfes

Grundsätzlich kann die Fixierung des Meßkopfes an der Haut durch Andrücken des Gehäuses mit der Hand und/oder durch Unterdruck, beispielsweise mittels Wasserstrahlpumpe erfolgen und in gewissen Grenzen variiert werden. Dabei ist von vornherein festzuhalten, daß eine manuelle Bedienung eher subjektive Fehlermöglichkeiten mit sich bringen kann als eine automatische Fixierung unter konstanten Unterdruckbedingungen.

Die beim Andruck mit der Hand unvermeidlichen Druckschwankungen und Verwacklungen können jedoch ausgeschaltet werden durch den Einbau des Meßkopfes in eine Halterung ähnlich einer Blutdruckmanschette. Allerdings wird ein solches Anschnallen der Halterung an größeren planen Oberflächen,

beispielsweise des Rückens, gegenüber den Möglichkeiten an Extremitäten erheblich eingeschränkt bleiben.

Durch Perforationen in der Meßkopfbasisplatte (s. Abb. 6) können die Unterdruckverhältnisse im Meßkopf und zwischen Meßkopffixierung und Haut, d.h. die Ansaugwirkung auf die den Meßkopf umgebende Hautzone, variiert werden. Von besonderem Interesse ist hier der auch im Nadelelektrodenschacht wirksame Unterdruck, der in dem knapp 1 mm² großen Meßbereich eine bessere Hautfixierung herbeiführen soll. Darauf wird auf S. 37 näher eingegangen.

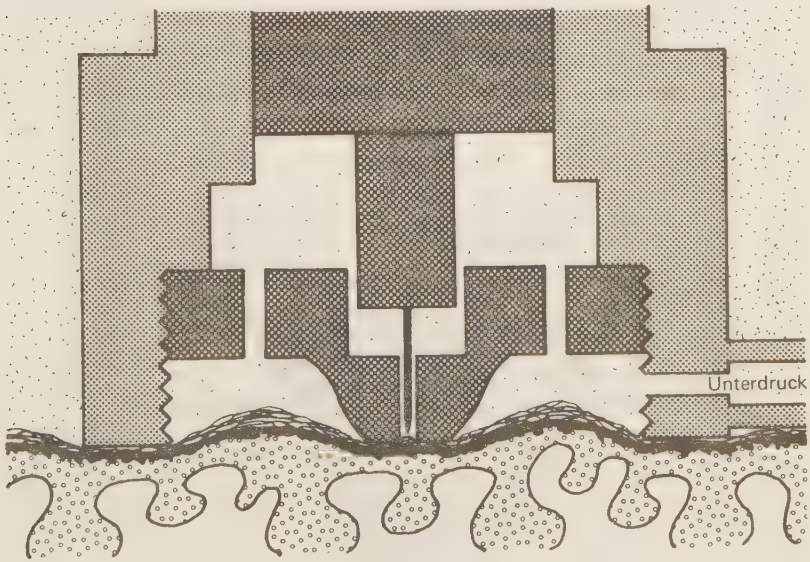

Abb. 6: Querschnitt des MK Nr. 2 mit perforierter Basisplatte, Unterdruck im ganzen Raum durch Perforation der Meßkopfbasisplatte und Anschluß an die Wasserstrahlpumpe

2.4. Material und Form der Elektrodennadeln

Für die Meßgenauigkeit ist die Formgebung der Elektrodenspitze, die die HS zu durchdringen hat, von großer Bedeutung. Stumpfe Nadeln können durch verzögertes Eindringen in die HS den Meßwert erheblich verfälschen. Andererseits sind zu fein angespitzte Nadeln anfällig gegenüber dem HS-Widerstand und anderen mechanischen Einwirkungen.

Die Elektrodennadeln werden aus Stahlnadeln mechanisch zugespitzt. Bevor sie zur klinischen Anwendung gelangen, werden sie nach mikroskopischer Betrachtung ausgewählt. Für die Elektrodenqualität sind zwei Kriterien wesentlich:
1. der Spitzenwinkel und
2. der Spitzenkrümmungsradius (s. Abb. 7).
Die optimale Form der Nadelelektrodenspitze liegt an sich in einem irrealen Bereich. Aus praktischer Sicht bedarf sie experimenteller Überprüfung (s. S. 40 ff).

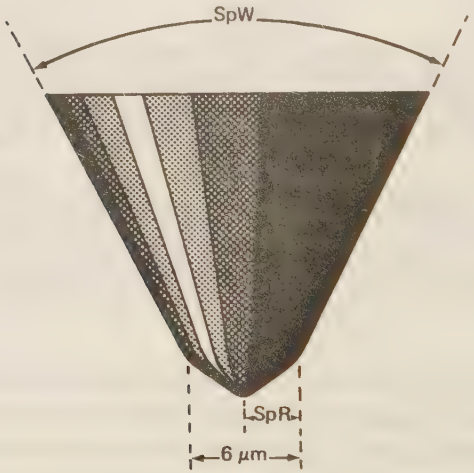

Abb. 7: Form der Nadelelektrodenspitze
SpR = Spitzenkrümmungsradius
SpW = Spitzenwinkel

3. ERGEBNISSE

Um die Funktionstüchtigkeit und Meßgenauigkeit der Apparatur mit besonderer Berücksichtigung der technischen Anlagen im Meßkopfbereich überhaupt prüfen zu können, sind möglichst konstante und hinreichend gut geeichte Meßmodelle heranzuziehen. Dabei kann von den in Untersuchungen von MÜHLENBERG (10) entwickelten Folienmodellen ausgegangen werden.

3.1. Eichversuche mit Folienmodellen

Aus Folien bekannter Gesamtdicke und unterschiedlicher elektrischer Leit- bzw. Isolierfähigkeit wurde ein dem HS-Widerstand annähernd entsprechendes Modell hergestellt (s. Abb. 8):

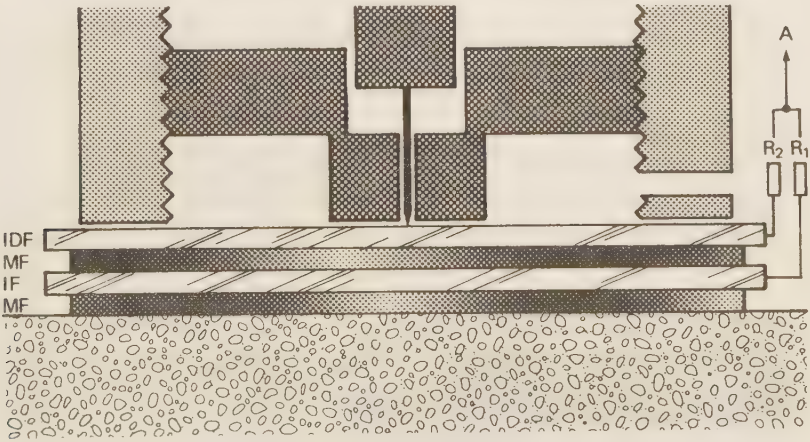

Abb. 8: Aufbau der Folienmodelle auf variabler Unterlage
IDF = isolierende Deckfolie, MF = Metallfolie,
IF = Isolatorfolie, Widerstand R_1 = 30 MΩ , Widerstand R_2 = 0,8 MΩ , A = Anschluß zum elektronischen Gerät

Folienmodell Nr. 1: Auf einer Aluminiumplatte, die als untere Metallschicht eine gute Leitfähigkeit besitzt - elektrophysiologisch dem Stratum granulosum entsprechend - liegt eine isolierende Polypropylenfolie von 12,7 µm, darüber wieder eine leitende Metallfolie von 8 µm Stärke. Die beiden Folienschichten entsprechen annähernd der HS-Dicke, d.h. der Sollwert des Modells beträgt 20,7 µm. Über der oberen Metallfolie befindet sich aus methodischen Gründen noch eine isolierende Deckfolie (IDF). Sie geht nicht in den Sollwert mit ein, da die Messung erst bei Kontakt der Nadelelektrode mit der oberen Metallfolie einsetzt.

Die obere Metallfolie ist über einen 30 MΩ Widerstand, die untere über einen 0,8 MΩ Widerstand mit der indifferenten Elektrode des Meßgerätes verbunden. Die Folienmodelle simulieren die elektrophysiologischen Grundlagen an der HS. Das Meßprinzip in vitro entspricht dem in vivo.

Die Ergebnisse [µm] von 30 Einzelmessungen (n 1 - 30) werden nachfolgend in natürlicher Reihenfolge aufgeführt:

n 1-10	n 11-20	n 21-30
20,03	19,83	20,86
20,37	22,02	19,74
21,57	19,91	20,04
20,04	21,03	22,71
20,26	20,54	23,22
21,39	20,84	21,07
19,47	20,95	19,51
18,70	20,01	20,28
19,60	20,63	19,56
19,96	20,86	21,47

Tabelle 2: Meßergebnisse [µm] für das Folienmodell Nr. 1

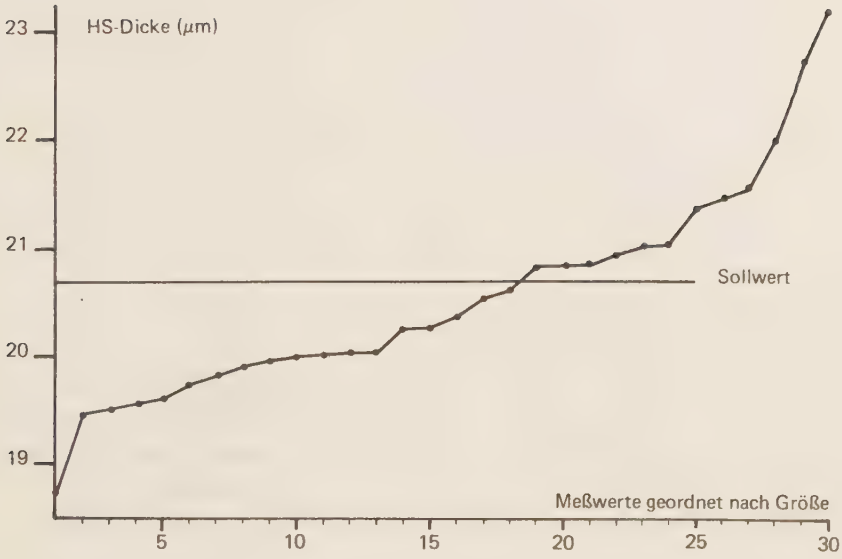

Abb. 9: Meßwerte am Folienmodell Nr. 1 geordnet nach ihrer Größe

In Abb. 9 sind die Meßwerte der 30 Einzelmessungen nach ihrer Größe geordnet dargestellt. Eine graphische Darstellung der Meßwerte auf einer Senkrechten zur x-Achse zeigt bei Häufung von gleichen Meßwerten eine Wolkenbildung (s. Abb. 10).

Bei Darstellung der Meßwerte auf der x-Achse, geordnet nach ihrer Größe (s. Abb. 9), führt eine Häufung von annähernd gleichen Werten zur Plateaubildung. Da diese Darstellungsform übersichtlicher ist, wird sie im folgenden bevorzugt angewendet.

Wie Abb. 9 zeigt, entspricht dem Sollwert von 20,7 µm der tatsächlich ermittelte Istwert von 20,6 µm $\pm$ 0,2 µm bzw. 20,6 µm $\pm$ 1 %.

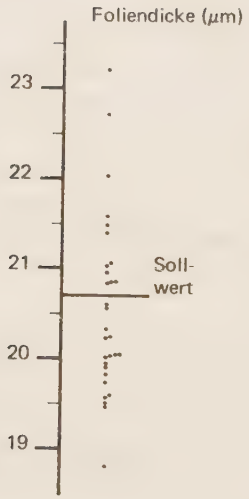

Abb. 10: Meßwerte am Folienmodell Nr. 1, dargestellt auf einer Senktrechten zur x-Achse.

3.2. Beschaffenheit der Meßunterlage

Da die Härte bzw. Nachgiebigkeit der Meßunterlage in Analogie zur Haut die Meßergebnisse erheblich zu beeinflussen vermag, werden Meßversuche an fünf weiteren Folienmodellen durchgeführt. Ihr Aufbau, d.h. die obere Metallfolie und die darunterliegende Isolatorfolie, entsprechen Modell Nr. 1, doch liegen diese im Gegensatz zu Modell Nr. 1 nicht auf einer festen Aluminiumplatte, sondern auf einer 30 µm dicken stromableitenden Zinnfolie, die ihrerseits einer unterschiedlichen Unterlage aufliegt.

Die bei verschiedenen Unterlagen gefundenen Ist-Mittelwerte nehmen mit dem Grad der Nachgiebigkeit der Unterlage zu (s. Tab. 3), d.h. die Sollwertdifferenz steigt von - 0,1 µm in Modell Nr. 1 auf 1,5 µm in Modell Nr. 2 bis zu 51 µm bzw. 246 % in Modell Nr. 6 (s. Abb. 11).

Modell Nr.	Aufbau der Unterlage	Istwert mit IDF [µm]	Sollwertdifferenz [µm]	[%]
1	Aluplatte	20,6 ± 0,2 ± 1,0 %	- 0,1	- 0,5
2	Zinnfolie Resopal	22,2 ± 0,3 1,4 %	1,5	7,2
3	Zinnfolie Tesafilm Resopal	30,2 ± 0,6 ± 2 %	9,5	46
4	Zinnfolie Tesafilm Styropor	46 ± 1 ± 2,2 %	25	121
5	Zinnfolie Styropor	54,2 ± 0,9 ± 1,7 %	33,5	162
6	Zinnfolie weicher Schwamm	72 ± 1 ± 1,4 %	51	246

Tab. 3: Meßergebnisse an Folienmodellen bei unterschiedlich harten Unterlagen m i t IDF

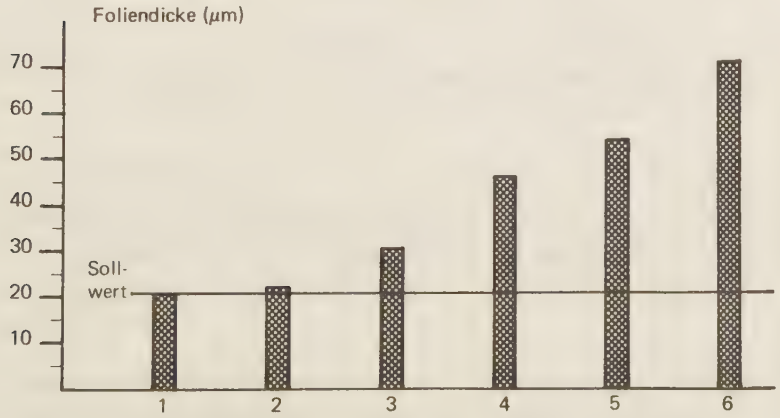

Abb. 1: Darstellung der in Tab. 3 an den Modellen Nr. 1 bis Nr. 6 gefundenen Mittelwerte

Die Verwendung einer isolierenden Deckfolie (IDF) ist insofern aufschlußreich, als bei Messungen an Modellen ohne IDF die an den Folienmodellen Nr. 1 bis Nr. 6 mit IDF ermittelten Werte (s. Tab. 3) deutlich weiter ansteigen (s. Tab. 4), und zwar liegen die Sollwertdifferenzen nun zwischen 7,4 µm bzw. 35,8 % und 84 µm bzw. 405 % (s. Abb. 12).

Modell Nr.	Aufbau der Unterlage	Istwert ohne IDF [µm]	Sollwertdifferenz [µm]	[%]
1	Aluplatte	28,1 ± 0,8 ± 3,6 %	7,4	35,8
2	Zinnfolie Resopal	37 ± 1 ± 2,7 %	16	77
3	Zinnfolie Tesafilm Resopal	39 ± 2 ± 5 %	18	87
4	Zinnfolie Tesafilm Styropor	65 ± 1 ± 1,5 %	44	212
5	Zinnfolie Styropor	76 ± 2 ± 2,6 %	55	266
6	Zinnfolie weicher Schwamm	105 ± 3 ± 2,9 %	84	405

Tab. 4: Meßergebnisse an Folienmodellen bei unterschiedlich harten Unterlagen o h n e IDF

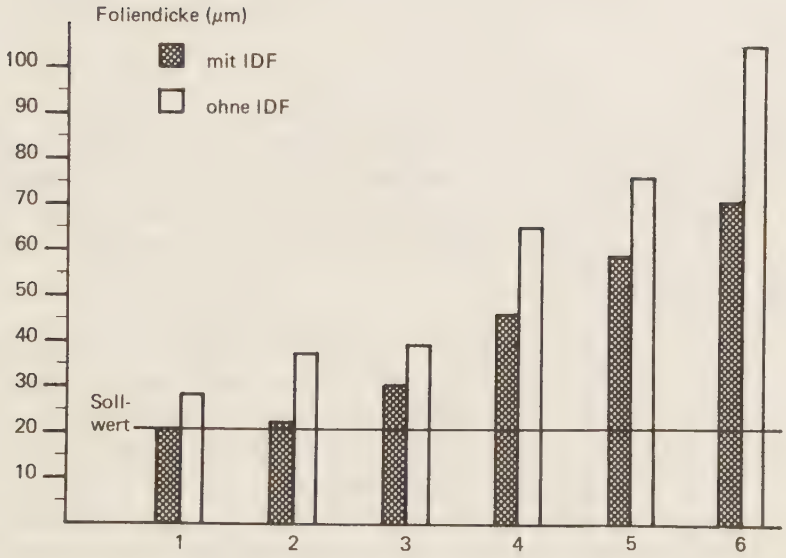

Abb. 12: Darstellung der in Tab. 3 und Tab. 4 für die Modelle Nr. 1 bis Nr. 6 gefundenen Mittelwerte mit und ohne IDF

3.3. Anwendung von isolierenden Deckfolien bei der HS-Dickenmessung in vivo

Bei HS-Dickenmessungen in vivo ohne spezielle Vorbereitung der Haut können sich überhöhte Meßwerte ergeben. Daher werden entsprechend den Erfahrungen bei den Folienmodellstudien in vitro isolierende Deckfolien bei der Messung in vivo getestet.

Nach Anwendung klebender Folien, beispielsweise Tesafilm, kommt es zu niedrigeren Meßwerten als bei Meßversuchen ohne Folien, doch liegen die mit Folien ermittelten Werte im

Durchschnitt immer noch weit über den Erfahrungswerten, wie die in Abb. 13 dargestellten Ergebnisse einer Meßreihe zeigen.

Verwendet man eine 200 µm dicke Deckfolie aus dünnem, mit Polypropylenfolie beklebtem Tesaband, im folgenden mit TPP bezeichnet, so verbessern sich die Ergebnisse gegenüber jenen, die mit klebenden Folien erreicht wurden (s. Abb. 13). An weich gelagerter Haut treten zum Teil größere Abweichungen auf.

Als ein weiteres Prinzip zur Stabilisierung und Isolierung der Hautoberfläche wird die Wirkung eines dünnen Klebstoffilmes geprüft. Verwendet wird der Sekundenkleber Nr. 1733 der Firma E. & H. Renfert, Singen, im folgenden abgekürzt SK. Er verbindet sich sehr gut mit der Haut, dringt in jede Unebenheit der Haut ein und isoliert die Haut gegenüber der Meßelektrode. Abhängig von der aufgetragenen Schichtdicke erhärtet der SK innerhalb kurzer Zeit zu einer "brettharten" Schicht. Diese bleibt während 20mal und mehr wiederholten Messungen in einem ca. 1 cm^2 großen Hautareal erhalten. Am Ende einer Meßreihe läßt sich der SK mühelos als Film abziehen, sofern eine nicht zu dünne und zusammenhängende Schicht vorhanden war. Aus diesem Grunde sollen einzelne Spritzer von SK auf die Haut vermieden werden.

Die mit SK ermittelten Werte sind in Abb. 13 dargestellt. Sie liegen deutlich unter den nach anderen Verfahren erhaltenen Werten und könnten der tatsächlichen HS-Dicke durchaus entsprechen.

3.4. Eichung mit Leichenhaut

Die Erfahrungen mit SK an lebender Haut sollen nun an Leichenhaut überprüft werden. Letztere bietet die Möglichkeit einer anschließenden histologischen und histometrischen Kontrolle des Meßhautareals.

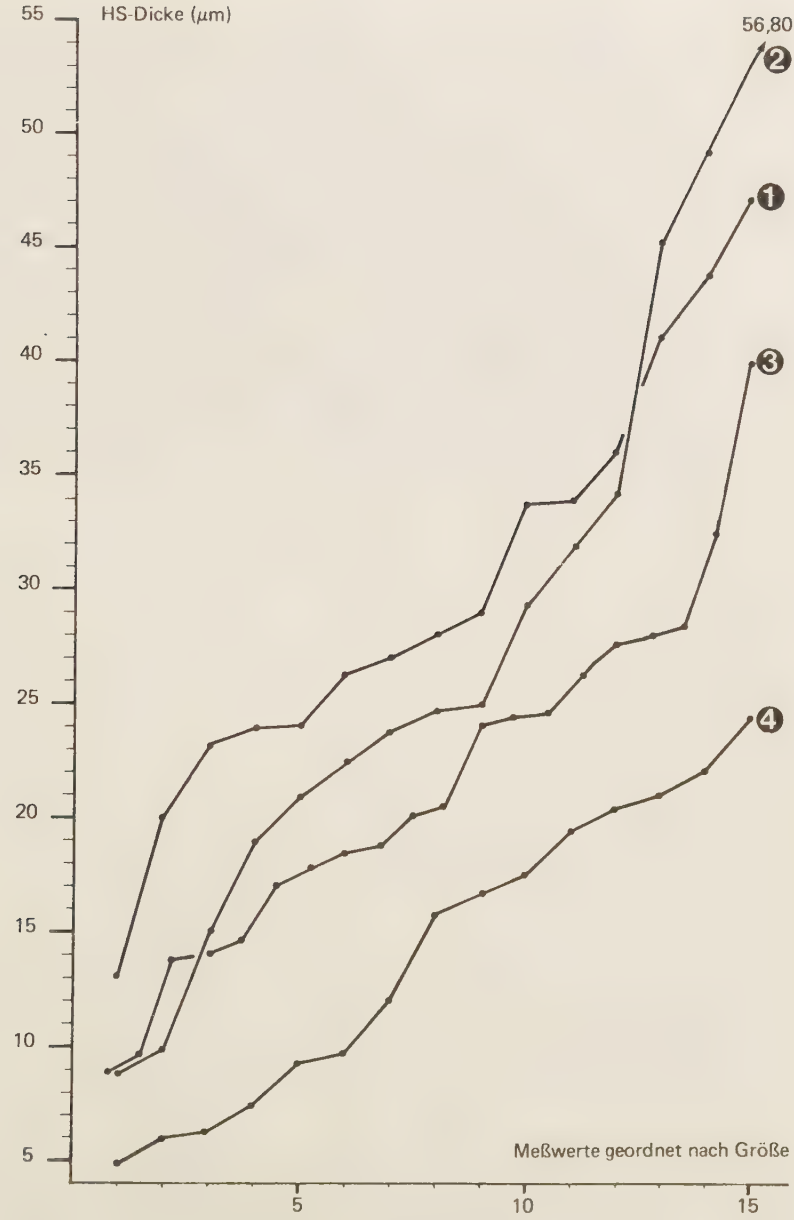

Abb. 13: Vergleichende Messung der HS-Dicke in vivo ohne IDF (1), mit Tesafilm (2), TPP (3) und SK (4)

Analog zu den Folienmodellversuchen werden frisch entnommene Leichenhautexcisate zur Eichung des HS-Dickenmeßgerätes auf unterschiedlich harte Unterlagen, einen weichen Schwamm sowie eine Styroporplatte, gelagert. Die Messungen erfolgten ohne und mit SK-Vorbehandlung der Haut. Stellvertretend für eine Reihe von weiteren Meßreihen werden die Ergebnisse einer unbehaarten 7 cm x 9 cm großen Hautprobe vom Abdomen einer 70jährigen weiblichen Leiche in Tab. 5 angegeben. Die HS-Dickenmessungen wurden in vier markierten Regionen von je 1 cm^2 durchgeführt. Anschließend wurden von den Meßarealen histologische Schnitte angefertigt, die histometrisch vermessen wurden. Die mit verschiedenen Methoden ermittelten HS-Dickenwerte können nun miteinander verglichen werden (s. Tab. 5).

Präparat Nr.	1	2	3	4
Unterlage	weich	weich	hart	hart
SK	ohne	mit	ohne	mit
elektron. Meßwerte [µm]	39,90	8,11	17,84	4,43
	31,52	4,50	22,59	10,68
	43,99	4,24	26,73	9,44
	43,34	15,84	9,98	12,16
	35,54	11,26	42,39	12,97
	25,45	8,14	33,76	9,26
	41,67	20,27	26,76	5,29
	89,33	11,58	32,12	3,37
	31,57	7,63	31,88	6,97
	44,05	22,23	9,16	5,48
	101,49	27,00	33,19	4,18
	68,93	7,96	15,45	7,38
	52,60	18,98	26,29	14,65
	31,38	16,45	25,55	5,04
	52,40	5,69	22,16	2,66
				11,01
				9,96
				12,32
				22,95
				6,49
elektron. Ergebnisse [µm]				
Mittelwert	45	13	25	9
Minimum	25	4	9	3
Maximum	102	27	42	23
histolog. Ergebnisse [µm]				
Mittelwert	12		9-10	
Minimum	10		4	
Maximum	29		> 17	

Tab. 5: Ergebnisse elektronischer und histometrischer HS-Dickenmessungen an Leichanhaut mit Unterdruckfixierung

Abb. 14: Hornschicht und Epidermis im Meßareal A (weiche Unterlage) in 25facher Vergrößerung

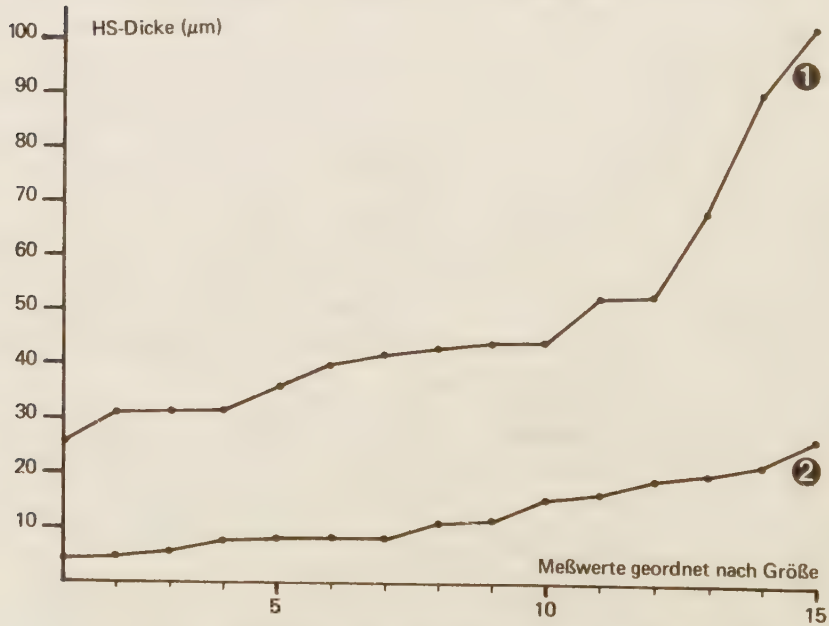

Abb. 15: Ergebnisse der HS-Dickenmessung (s. Tab. 5) an Leichenhaut bei deren Lagerung auf weicher Unterlage im Meßareal A
1) ohne SK-Anwendung, 2) mit SK-Anwendung

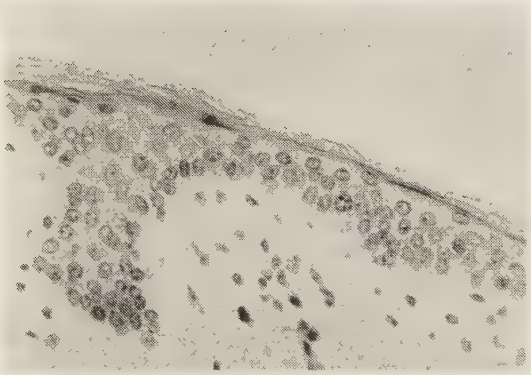

Abb. 16: Hornschicht und Epidermis im Meßareal B (harte Unterlage) in 40facher Vergrößerung

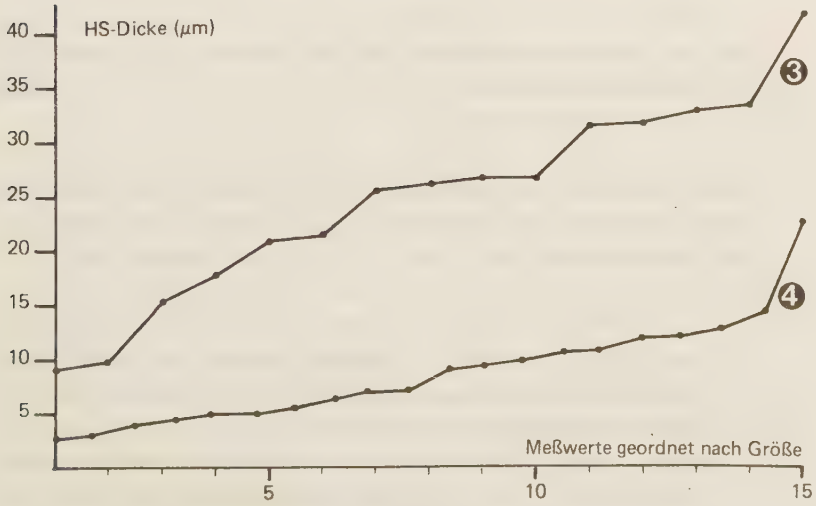

Abb. 17: Ergebnisse der HS-Dickenmessung (s. Tab. 5) an Leichenhaut bei deren Lagerung auf harter Unterlage im Meßareal B
3) ohne SK-Anwendung, 4) mit SK-Anwendung

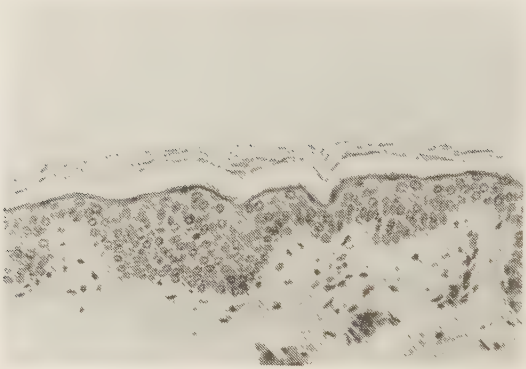

Abb. 18: Beispiel für eine abgehobene HS im Meßareal A in 25facher Vergrößerung

Wie Abb. 18 zeigt, kann die histometrische HS-Dickenmessung bei Quellung oder Abhebung der HS von der Epidermis oder infolge entsprechender Veränderungen erhebliche Schwierigkeiten mit sich bringen.

Beim Vergleich der elektronischen Meßwerte mit den im analogen Meßareal histologisch bzw. histometrisch ermittelten HS-Dickenwerten kommt man zu folgenden Ergebnissen:

1. Bei Messungen ohne SK-Vorbehandlung entstehen die größten Abweichungen zwischen histometrischen und elektronischen Meßergebnissen. Sie betragen ca. 16 µm bis 33 µm. Ferner kommt es auf einer weichen Unterlage zu erhöhten Meßwerten, man erhält 45 µm anstatt 12 µm, auf Styropor 25 µm anstatt 9 µm bis 10 µm. Mit zunehmender Härte der Unterlage nähert sich der elektronisch gemessene Wert dem histometrischen Resultat.
2. Bei Anwendung von SK besteht weitgehende Übereinstimmung zwischen elektronischen und histologischen Werten, und

zwar unabhängig von der Beschaffenheit der Hautunterlage. In bezug auf eine weiche oder harte Unterlage differieren die Meßergebnisse mit SK allenfalls um 1 µm (s. Tab. 6).

	elektronischer Wert	histometrischer Wert
harte Unterlage	9 µm	9 µm - 10 µm
weiche Unterlage	13 µm	12 µm

Tab. 6: Vergleich zwischen elektronisch und histometrisch gewonnenen Mittelwerten für die HS-Dicke

3.5. Kontrollversuche mit berußten Elektrodennadeln

Eine weitere Eichmöglichkeit für das elektronische Meßgerät besteht bei Messungen mit berußten Elektrodennadeln. Über einer brennenden Kerze wird die herausgeschraubte Nadel für jede Messung neu berußt. Die Messung erfolgt wie üblich am Folienmodell oder an der Haut. Nach jeder Einzelmessung wird die Nadel aus dem Meßkopf entfernt und mikroskopisch betrachtet. So kann die Eindringtiefe der Elektrodennadel an der Rußgrenze bzw. an der vom Ruß befreiten "polierten" Spitze mit Hilfe eines Okularmikrometers bestimmt werden (s. Abb. 19).

Bei Eichversuchen mit berußten Nadelelektroden ließ sich keine hinreichende Übereinstimmung zwischen Nadeleindringtiefe und Folien- bzw. HS-Dicke finden. Die Länge des entrußten Bezirkes der Nadelspitze zeigte in einigen Fällen erhebliche Abweichungen gegenüber den elektronisch ermittelten Meßwerten, die im übrigen bei Verwendung von berußten Nadelelektroden erhöht sein und größere Schwankungen aufweisen können.

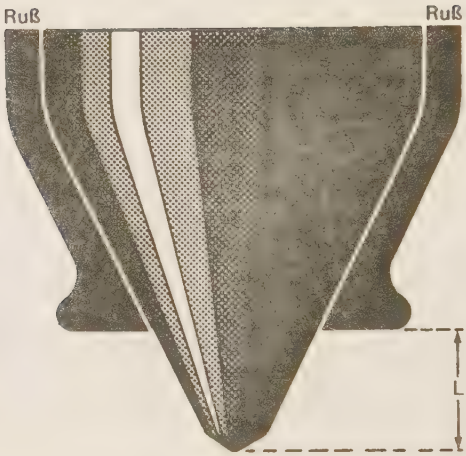

Abb. 19: Berußte Elektrodennadel nach erfolgter Messung, L = Länge des entrußten Bezirkes

3.6. Meßwerte in Abhängigkeit von der Form der Meßkopfbasis

Bei der klinischen Erprobung ergeben sich mit Meßkopf (MK) Nr. 2 die niedrigsten Resultate. Abb. 20 zeigt beispielhaft die mit den drei verschiedenen Meßköpfen bei sonst identischen Versuchsbedingungen ermittelten Meßwerte. Die mit Meßkopf Nr. 1 und Meßkopf Nr. 3 erhaltenen Ergebnisse weisen auf größere Schwankungen und eine schlechtere Reproduzierbarkeit hin. Daher soll für die HS-Dickenmessung in vivo zukünftig der Meßkopf Nr. 2 verwendet werden.

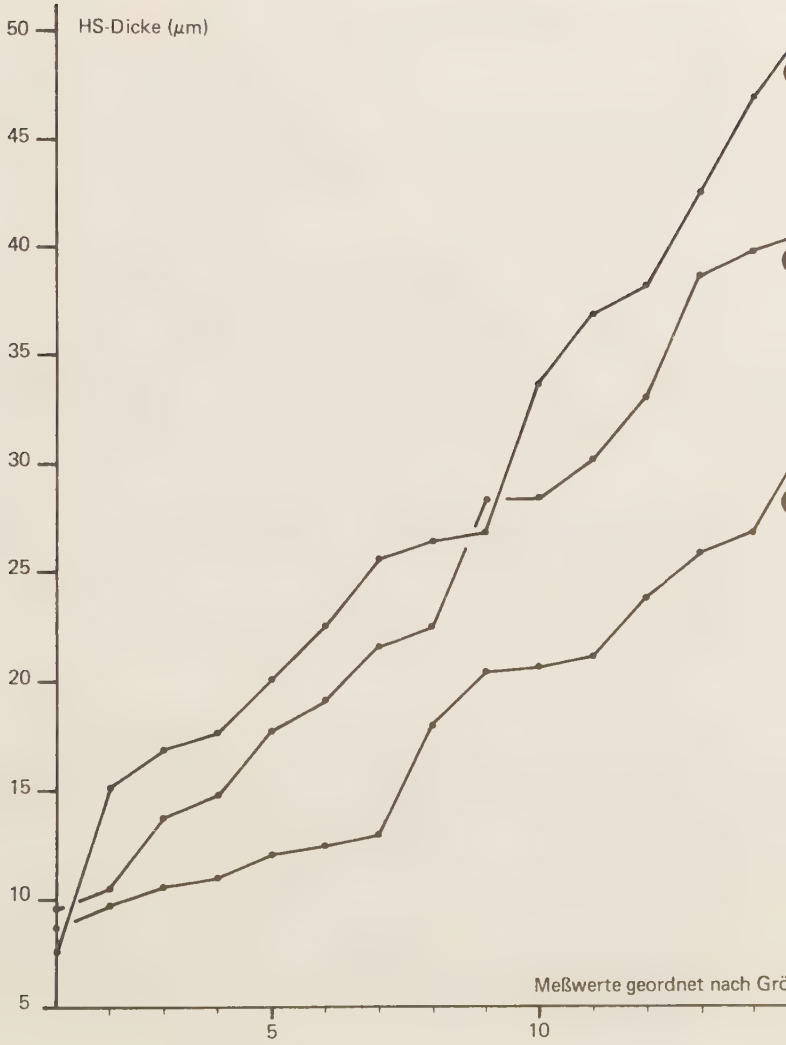

Abb. 20: Vergleichende Messung mit Meßkopf Nr. 1 (1), Meß-
kopf Nr. 2 (2) und Meßkopf Nr. 3 (3)

3.7. Meßkopffixierung an der Haut

Die Messung der HS-Dicke in vivo erfordert eine optimale Fixierung der Haut am Meßkopf. Dies geschieht durch Sogwirkung einer Wasserstrahlpumpe von 0,2 kp/cm², zuweilen durch leichtes Andrücken des Meßkopfes auf die Haut.

Ist auf Grund anatomischer Gegebenheiten eine Fixierung durch Unterdruck nicht möglich, z.B. am Ellbogen oder Finger, muß diese ausschließlich durch Andruck mit der Hand erfolgen. An einer über Knochenkanten, d.h. auf harter Unterlage ruhenden Haut werden entsprechend den Ergebnissen an Folienmodellen und an Leichenhaut eher adäquate Ergebnisse erzielt als an Hautarealen mit verdickter Subcutis. Bei Messungen ohne Unterdruckfixierung bewirkt eine am Nadelaustrittskonus der zentralen Meßkopfbasis ausgebildete Prominenz von ca. 1 mm, die gegenüber dem Meßkopfbasisrand durch Herausschrauben der Meßkopfbasisplatte hergestellt werden kann, eine verbesserte Fixierung der Meßhaut.

In Abb. 21 sind Untersuchungsergebnisse von zwei benachbarten Stellen am Ellbogen dargestellt. Die Meßreihe Nr. 1 wurde über dem Epicondylus lateralis gewonnen mit SK-Vorbehandlung der Haut und Andruck des Meßkopfes. Zur Kontrolle wurde Meßreihe Nr. 2 daneben auf weicherer Unterlage mit SK-Vorbehandlung, Andruck und Unterdruck, d.h. unter den an Leichenhaut experimentell bestätigten optimalen Meßbedingungen, angefertigt. Beide Kurven zeigen eine gute Übereinstimmung. Demnach kann bei Messungen über Knochenkanten der Andruck allein zur Meßkopffixierung genügen.

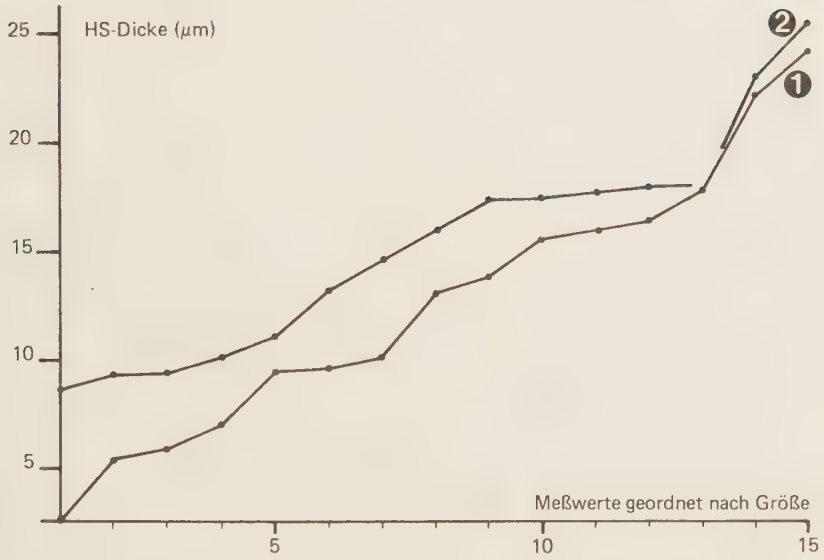

Abb. 21: Messung ohne (1) und mit (2) Unterdruckfixierung

Ob eine weitere Verbesserung der Meßhautfixierung durch zusätzlichen Unterdruck im Nadelelektrodenschacht (s. Abb. 6) zu erreichen ist, wird an unvorbehandelter Haut geprüft. In den Meßreihen Nr. 3 und Nr. 4 (s. Abb. 22) sind ohne (Nr. 3) bzw. mit (Nr. 4) perforierter Meßkopfbasis keine wesentlichen Unterschiede zu erkennen. Demgegenüber liegen die Meßwerte in den Kontrollmeßreihen Nr. 1 und Nr. 2, nämlich mit SK-Vorbehandlung und ohne (Nr. 1) bzw. mit (Nr. 2) Meßkopfbasisperforation deutlich niedriger bei insgesamt allerdings gleichförmigem Verlauf.

Der Einbau des Meßkopfes in eine Halterung (s. S. 16) für die HS-Dickenmessung an Extremitäten bringt gegenüber Messungen ohne Halterung keine wesentlichen Vorteile, wie die in Abb. 23 aufgezeigten Resultate von Vergleichsmessungen erkennen lassen.

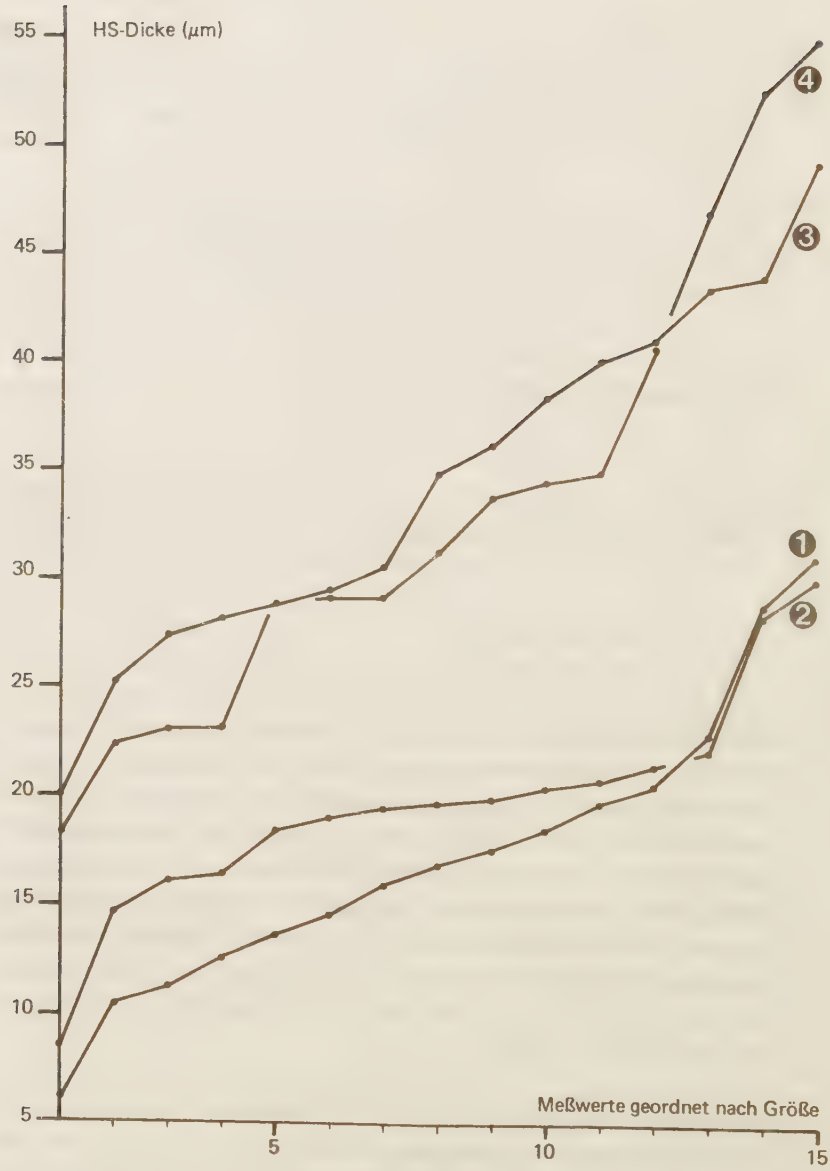

Abb. 22: Messungen mit und ohne Perforation der MK-Basis
1 und 3 ohne, 2 und 4 mit Perforation
1 und 2 mit, 3 und 4 ohne SK-Vorbehandlung

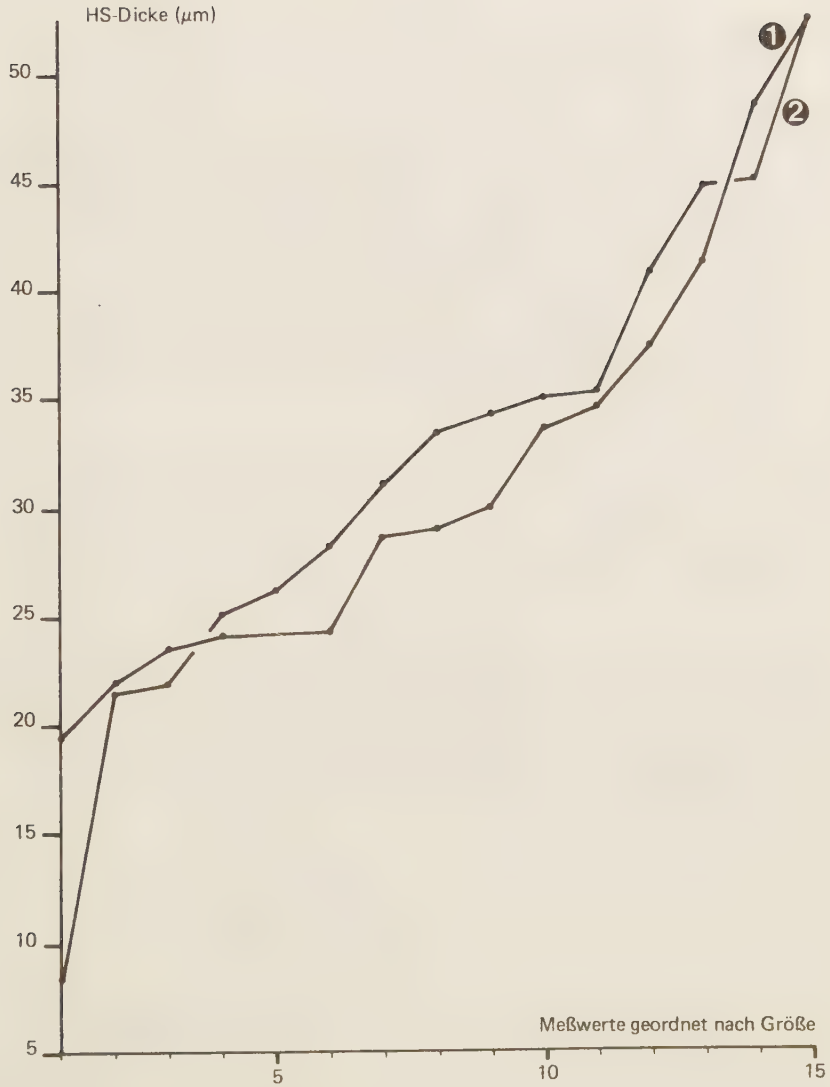

Abb. 23: Messungen ohne (1) und mit (2) Meßkopfhalterung

3.8. Meßversuche mit unterschiedlich geformten Elektrodennadeln

Mit drei verschiedenen Elektrodennadeln, die alle einen Spitzenwinkel von 40°, jedoch einen abweichenden Spitzenkrümmungsradius hatten, wurden unter sonst gleichen Bedingungen Meßversuche durchgeführt. Bei Elektrode Nr. 1 betrug der Radius 3 µm, bei der Elektrode Nr. 2 und Nr. 3 dagegen 7 µm bzw. 20 µm (s. Abb. 24). Im Gegensatz zu Elektrode Nr. 1 sind die Nadelspitzen der Elektroden Nr. 2 und Nr. 3 stumpf. Letztere führen eindeutig zu überhöhten Werten mit vergrößerter Streuung (s. Abb. 24).

Bei Verwendung zweier Elektrodennadeln mit dem gleichen Spitzenkrümmungsradius von 3 µm, jedoch unterschiedlichem Spitzenwinkel, der bei Nr. 1 15° und bei Nr. 2 85° beträgt, werden in Meßreihen ähnliche Ergebnisse erzielt (s. Abb. 25).

Die Abb. 26 und 27 zeigen Elektrodennadeln in 2,5facher und 10facher Vergrößerung. Mit ihrem geringen Spitzenkrümmungsradius von 2 µm und einem Spitzenwinkel von 50° entspricht die in Abb. 27 links dargestellte Elektrode am ehesten den Idealanforderungen an eine optimale Meßelektrode.

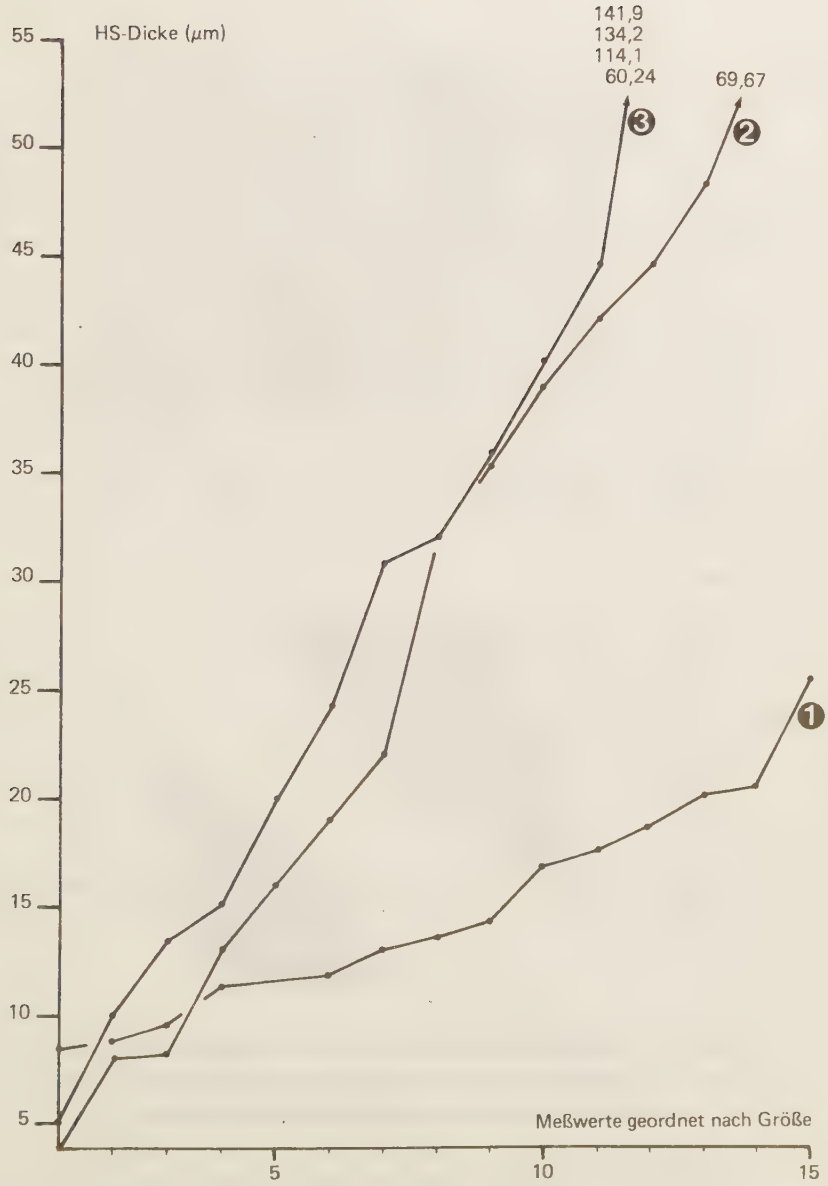

Abb. 24: Vergleichende Messung mit Nadelelektroden mit Spitzenkrümmungsradien von 3 µm (1), 7 µm (2) und 20 µm bei gleichem Spitzenwinkel von 40°

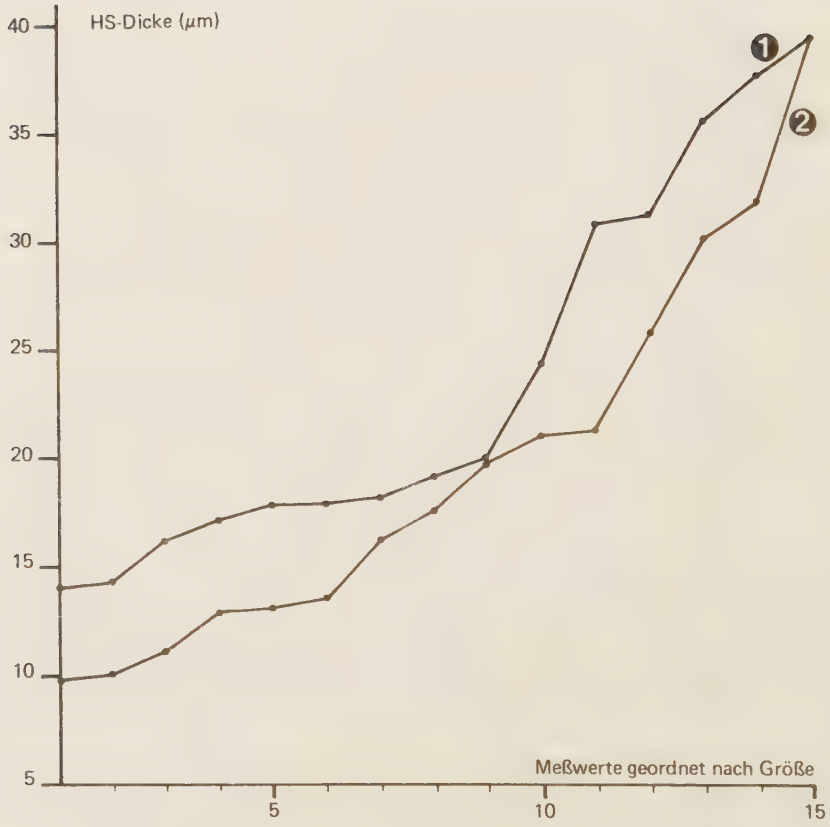

Abb. 25: Vergleichende Messung mit Nadelelektroden mit Spitzenwinkeln von 15° (1) und 85° (2) bei gleichen Spitzenkrümmungsradien von 3 µm

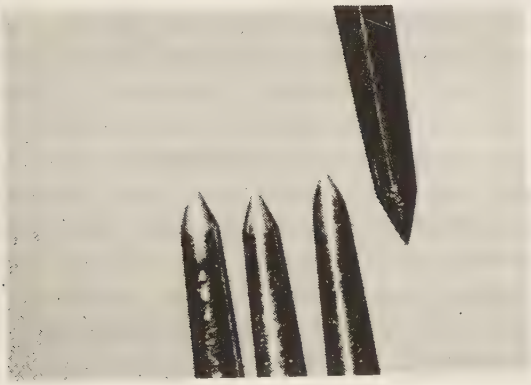

Abb. 26: 4 Nadelelektroden in 2,5facher Vergrößerung, Schaftdurchmesser 300 µm, Länge des konischen Teils der Elektrodenspitze 370 µm

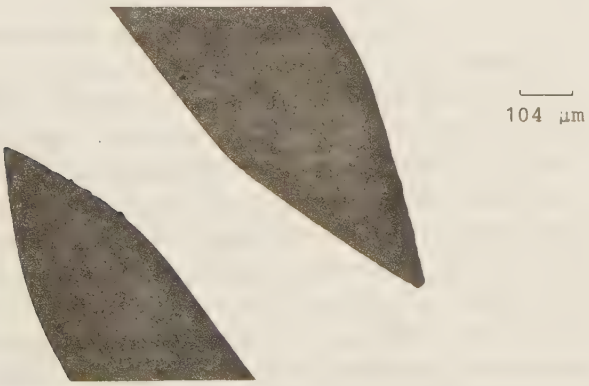

Abb. 27: 2 Nadelelektroden in 10facher Vergrößerung, Schaftdurchmesser 290 µm, Länge des konischen Teils der spitzen Elektrode (links) 240 µm, der stumpfen (rechts) 380 µm, Spitzenkrümmungsradius 2 µm (linkes Modell) und 10 µm (rechtes Modell), Spitzenwinkel 50° und 40°

4. DISKUSSION

Zur Erprobung des Gerätes zur elektronischen HS-Dickenmessung in vivo sind Folienmodelle besonders hilfreich. Durch Folienanordnungen können die elektrophysiologischen Gegebenheiten der HS simuliert und methodische Studien zum Nachweis bzw. Ausschluß von Störfaktoren, die den klinischen Einsatz der Apparatur in Frage stellen, durchgeführt werden. In systematischen Folienmodellstudien ließen sich die Grundlagen der Meßanordnung überprüfen und weitere methodische Verbesserungen durch strukturelle Veränderungen der Meßkopfanlage erreichen.

Bei Messungen an Folienmodellen ohne isolierende Deckfolie (IDF) traten zunächst regelmäßig überhöhte Meßwerte mit größerer Streuung auf. Die Ursachen dafür sind offenbar modellbedingt:

Da die Adhäsionskräfte zwischen den einzelnen nicht selbst klebenden Folien nicht ausreichen und die Folienschichtung nicht im Vakuum erfolgte, muß zwangsläufig mit Lufteinschlüssen zwischen den einzelnen Schichten gerechnet werden. Erst wenn die Luft während des Meßvorganges durch den Meßkopf und die sich vorschiebende Nadel verdrängt worden ist, herrschen einwandfreie Voraussetzungen. Ohne Anwendung einer IDF trifft die Meßelektrode auf die obere Metallfolie, schaltet das digitale Zählwerk ein und schiebt die oberen Folien so lange vor sich her, bis das Modell auf seine durch die Summe der Folien bedingte tatsächliche Dicke komprimiert ist. In diesem Moment erst sollte die eigentliche Messung einsetzen, eben dann, wenn die Elektrode beginnt, die obere Metall- und anschließend die Isolatorfolie zu durchdringen. Der Kontakt mit der unteren Metallschicht beendet die Messung.

Bei Anwendung einer isolierenden Deckfolie dagegen wird das Modell beim Auftreffen der Elektrode auf die oberste isolierende Deckschicht komprimiert, ohne daß das digitale Zähl-

werk anläuft. Dieses schaltet sich erst nach Durchdringung der IDF ein. Die Messung läuft nun normal ab. Durch Verwendung einer IDF wird die Meßgenauigkeit entscheidend verbessert.

Bei den Messungen in vitro muß auch die Nachgiebigkeit der Unterlage berücksichtigt werden. Nur auf einer sehr harten Unterlage kann das Folienmodell durch Meßkopf und Elektrodennadel vor Einsetzen der Messung vollständig komprimiert werden. Folienmodell Nr. 1 (s. S. 20) erfüllt diese Bedingungen. Bei den Folienmodellen Nr. 2 bis Nr. 6 wurde die Abweichung vom Sollwert mit zunehmender Nachgiebigkeit der Unterlage größer.

Der Meßvorgang am Folienmodell ist mit dem an der Haut in bestimmten Punkten zu vergleichen:

Der Nachgiebigkeit der Folienmodelle infolge lockerer Schichtung kann die Elastizität der Haut gleichgesetzt werden. Durch sie wird die Messung in vivo zum Teil erheblich beeinträchtigt. Die vordringende Elektrodennadel kann bei Hautberührung das digitale Zählwerk einschalten, die Haut aber vor sich her schieben, ohne in sie einzudringen. Da die elektronische HS-Dickenmessung auf einer Zeitmessung bei konstanter Elektrodenvorschubgeschwindigkeit nach dem Weg-Zeit-Gesetz beruht, können überhöhte Meßwerte resultieren.

Auf Grund dieser methodischen Voraussetzung sind im allgemeinen nur Werte zu erwarten, die über dem Istwert liegen. Man kann bei vergleichbaren Meßreihen, die mit dieser Methode gewonnen wurden, davon ausgehen, daß der niedrigste Mittelwert einer Serie von ca. 15 Einzelmessungen dem Sollwert am nächsten kommt. Bei Messungen an der Haut werden folglich Werte zu erwarten sein, die nicht unter der tatsächlichen HS-Dicke liegen (s. Tab. 5).

Ziel der Messung in vivo ist daher die bestmögliche Ausschaltung der Nachgiebigkeit der Haut. Auf weicher Unterlage (Subcutis) fällt das Ausweichen der Haut bei Kontakt mit der vordringenden Meßelektrode besonders ins Gewicht. Anzustreben ist neben einer möglichst guten Fixierung der Haut am Meßkopf eine Zustandsform der Hautoberfläche, die einer Deckisolierschicht gleichkommt und Messungen von der Beschaffenheit der Hautregion unabhängig macht.

Bei der Fixierung der Haut am Meßkopf spielt die Form der Meßkopfbasis eine wichtige Rolle. Der bisher verwende Meßkopf Nr. 1 wies bereits aus theoretischer Sicht eine zu große Perforation für den Nadelaustritt auf, so daß die Hautfixierung durch Straffung über dem zentralen Basisplateau nicht ausreichend war und die Haut in den Elektrodenschacht gehoben werden konnte (s. Abb. 28). Es wurden daher mehrere Formen der Meßkopfbasis überprüft.

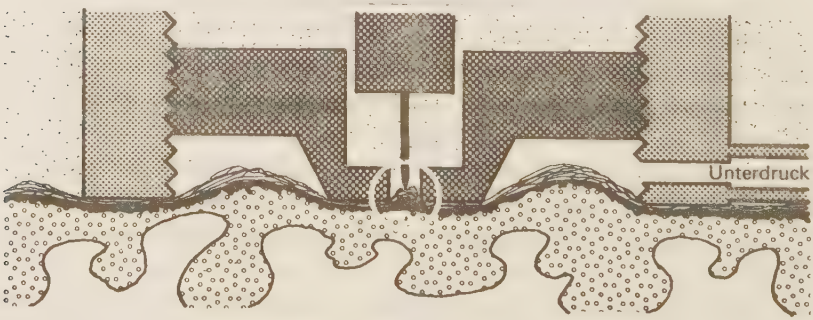

Abb. 28: Eindellen der Haut in den Elektrodenschacht des Meßkopfes Nr. 1 beim Andrücken

Wie am Abdruck des Meßkopfes Nr. 1 auf der Haut erkennbar, bildet sich durch Andruck und Sogwirkung an der Nadelaustrittsöffnung eine zentrale Erhabenheit aus, die von einer scharfkantigen Impression durch das Meßkopfbasisplateau um-

geben ist. Diese Hautabdrücke können sich bei nachfolgenden Vergleichsmessungen in einem kleinen umschriebenen Bezirk ungünstig auswirken. Außerdem behindern scharfe Kanten und geringe zentrale Prominenz der Meßkopfbasis eine optimale Hautstraffung und -fixierung.

Eine wesentliche Verbesserung insbesondere bei der HS-Dickenmessung in vivo mit Sekundenkleber (SK) stellt ein abgerundetes und stärker erhabenes Basisplateau mit kleiner Perforation für den Nadelaustritt dar. Die Größe des Schachtdurchmessers gestattet eine Passage der Elektrodennadel ohne Berührung der Elektrodenschachtwand, was indessen keine nachteiligen Folgen für den Meßvorgang hätte. Wenn die SK-Schicht nicht dicker als 0,2 mm ist, was klinisch an einer ausreichenden Flexibilität des SK-Fleckes zu erkennen ist, treten keine Verletzungen der SK-Schicht selbst auf. Bei dickerer Schichtbildung dagegen geht die Anpassungsfähigkeit an die Meßkopfbasis verloren, und es treten Risse auf. Außerdem wird die Hautfixierung eingeschränkt. Durch Herausschrauben der Meßkopfbasisplatte kann die Prominenz des zentralen Plateaus vergrößert und die Spannung der Haut im Meßareal erhöht werden. Das Optimum dieser Prominenz dürfte bei 1 mm liegen, über Knochenkanten etwas darunter. Auf adipöser Haut kann die Prominenz auf 2 mm erhöht werden. Diese Veränderungen haben jedoch keinen deutlich nachweisbaren Einfluß auf das Meßergebnis.

Der speziell für Folienmodellstudien entwickelte Meßkopf Nr. 3 hat neben einer sehr kleinen Perforation für den Nadelaustritt ein breites Basisplateau zum Zusammendrücken der Folien. In vivo erweist sich Meßkopf Nr. 3 offenbar wegen der kleineren Perforation vorteilhafter als Meßkopf Nr. 1, ist jedoch Meßkopf Nr. 2 wegen seiner kantigen Basisform unterlegen.

Zur Fixierung des Meßkopfes an der Haut ist eine mögliche Kombination von Unterdruck und Andruck von Vorteil, wobei

der Meßkopfrand jedoch keine Hautimpressionen hinterlassen sollte. Wo eine Unterdruckfixierung auf Grund anatomischer Gegebenheiten nicht möglich ist, z.B. am Ellbogen, genügt oft der bloße Andruck (s. S. 36). Die Anwendung von Unterdruck wird dagegen an weicher, adipöser Hautunterlage notwendig, damit Meßkopf und Haut eine Einheit bilden und selbst leichte, unbeabsichtigte Bewegungen des Meßkopfes während der Messung ausgeschlossen bleiben. Eine anschnallbare Meßkopfhalterung bringt auch für Messungen an Extremitäten keine nennenswerten Verbesserungen (s. Abb. 23).

Bei klinischen Messungen hat sich ein Unterdruck von 0,2 kp/cm² als ausreichend für die Meßkopffixierung erwiesen. Eine Steigerung auf Werte bis zu 1 kp/cm² bringt keine Verbesserung, sondern läßt die zuerst schmerzlose Messung für den Patienten eher unangenehm werden.

Da eine methodische Fehlerquelle in einer nach dem Einschalten des digitalen Zählwerkes eintretenden Hautoberflächen-Verschiebung anzunehmen ist, werden entsprechend den Erfahrungen bei den Folienmodellstudien auch in vivo verschiedene isolierende Folienauflagen an der Haut geprüft.

Damit eine einwandfreie Unterdruckfixierung möglich ist, soll der Durchmesser einer Folienauflage die Hälfte des Meßkopfdurchmessers nicht überschreiten. Bei Anwendung von
1. nichtklebenden isolierenden Folien, z.B. TPP, 0,2 mm dick,
2. isolierendem Klebstoffilm, z.B. SK, 0,2 mm dick und
3. selbstklebenden isolierenden Folien, z.B. Tesafilm, 65 µm dick, ergaben sich im einzelnen deutliche Verbesserungen der Meßtechnik.

Nichtklebende Folien, z.B. Tesaband-Polypropylen-Folie (s. S. 26), straffen die Haut über dem Meßkopfbasisplateau, sind von der HS auch bei wiederholten Messungen ohne Hautoberflächenirritation zu entfernen und erweisen sich gegenüber anderen Folienauflagen als überlegen. Auf knöcherner Hautunterlage sind sie dem Effekt von SK vergleichbar.

Klebende Folien wie Tesafilm bedingen keine ausreichende Straffung bzw. Festigung der Haut an der Meßkopfbasis und lassen gegenüber den nichtklebenden Folien keine entscheidenden Vorteile erkennen.

Eine optimale Voraussetzung für die Messung in vivo wird durch Anwendung eines dünnen Klebstoffilms, z.B. Sekundenkleber (SK, s. S. 26), geschaffen. Es entsteht eine feste Verbindung zwischen HS und SK, die Nadel passiert die unnachgiebige HS und erfaßt so die tatsächliche HS-Dicke: Auf diese Weise lassen sich die an Folienmodellen gefundenen Idealbedingungen auf die Verhältnisse an der Haut übertragen. Die HS-Dickenmessung kann in vivo unabhängig von der Härte der Unterlage bzw. der Beschaffenheit der Subcutis, mithin von der Hautregion, durchgeführt werden.

Als differente Elektrode werden mechanisch zugespitzte Stahlnähnadeln mit Spitzenkrümmungsradien unter 5 µm verwendet. Da die Qualität einer Elektrodennadel bei Messungen in erster Linie vom Spitzenkrümmungsradius bestimmt wird (s. S. 40 ff), können Radien von 2 µm bis 3 µm als Optimalform angesehen werden. Der Spitzenwinkel erscheint für die Funktion einer Elektrode von untergeordneter Bedeutung. Er sollte zwischen 20° bis 50° liegen. Während Nadeln auch mit einem größeren Spitzenwinkel für klinische Untersuchungen brauchbar sind, verbiegen sich zu steil angespitzte Nadeln allzuleicht, besonders bei Messungen mit Folien und SK.

Der Elektrodenschaftdurchmesser und der Spitzenwinkel sollen so beschaffen sein, daß der konische Teil der Elektrode ca. 0,2 mm bis 0,3 mm lang ist. Abb. 29 vermittelt eine Vorstellung von den zwischen Nadelspitze und HS-Dicke bestehenden Größenrelationen.

Bei der Messung dringt die Spitze der Elektrodennadel zunächst in die SK-Schicht ein, erreicht und durchdringt

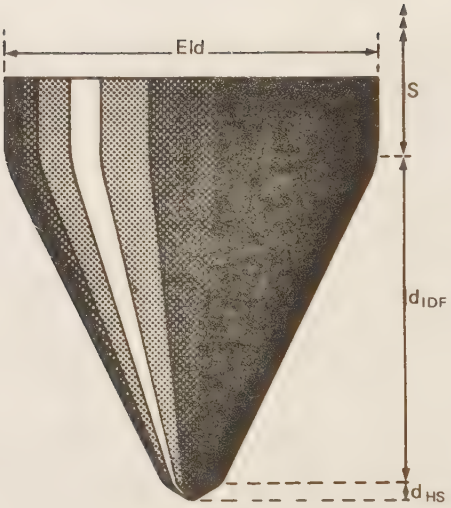

Abb. 29: Größenverhältnisse von Elektrode, HS- und Foliendicke
Eld = Elektrodendurchmesser
S = Elektrodenschaft
d_{IDF} = Dicke der isolierenden Deckfolie
d_{HS} = HS-Dicke

die HS, noch bevor der Nadelschaft die obere SK-Grenze erreicht hat. Die konische Elektrodenspitze ermöglicht ein kontinuierliches Vordringen der Nadel und diese Weg-Zeit-Messung die Feststellung der HS-Dicke. Wird einerseits ein Nachgeben der Hautoberfläche durch SK-Anwendung ausgeschlossen, so verhindert der Elektrodenkonus andererseits, daß die durch die Nadelelektrode angespannte Haut der Meßkopfbasis entgegenschnellt, was einer plötzlich vergrößerten Elektrodenvorschubgeschwindigkeit entspräche und zu verfälschten elektronischen Meßwerten führen könnte. Die Länge des Elektrodenkonus soll deshalb größer sein als die Summe von HS- und SK-Dicke.

Die nach den aufgezeigten Prinzipien weiterentwickelte und in Eichversuchen insbesondere an Folienmodellen mit ca. 4000 Einzelmessungen erprobte Meßmethode bewährt sich in über-

zeugender Weise beim Einsatz an Leichenhautexcisaten mit histologischer und histometrischer Kontrolluntersuchung. Mit der neuen Meßkopfbasis und einer optimalen Hautfixierung durch Verwendung einer Klebstoffbeschichtung der Prüfhaut liefert das HS-Dickenmeßgerät auch bei der Messung in vivo exakte Werte. Dies wird durch Eichversuche an Leichenhaut eindrucksvoll bestätigt.

Als Meßwert für die durchschnittliche HS-Dicke wird der arithmetische Mittelwert aus mindestens 15 Einzelmessungen einer Meßregion angegeben. Im einzelnen kommen innerhalb einer solchen Meßreihe immer wieder Extremwerte vor. Erwähnt seien hier "Nullwerte", die unter 1 µm liegen und, abhängig von der Hautregion, ca 1 % bis maximal 10 % einer Meßserie ausmachen können. Es handelt sich hierbei offenbar um Kurzschlußeffekte, verursacht durch einen bei Nadel-Haut-Kontakt bereits niedriger als 1 MΩ liegenden HS-Widerstand. Verantwortlich dafür sind Schweißdrüsenpori mit Flüssigkeitsabsonderung, die den HS-Widerstand aufhebt.

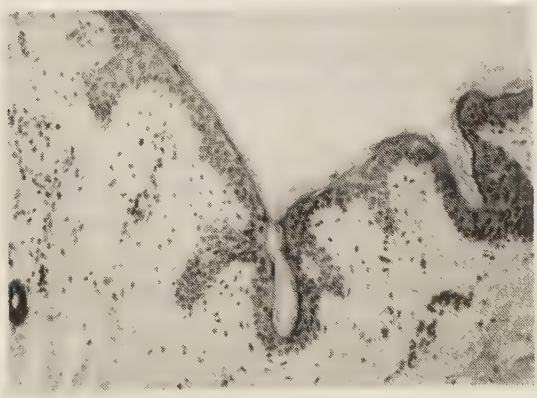

Abb. 30: Beispiel einer durch Faltenbildung und Spaltlinien zerklüfteten Hautoberfläche

Andererseits finden sich den Mittelwert deutlich übersteigende Einzelergebnisse. Bei mikroskopischer Betrachtung der

Hautoberfläche (s. Abb. 30) wird eine durch Faltenbildung und Spaltlinien zerklüftete Reliefstruktur der Hautoberfläche erkennbar, die nicht immer ein senkrechtes Eindringen der Elektrode in die HS gestattet. Ein überhöhter Meßwert kann bei tangentialem Vordringen der Meßelektrode durch die HS oder beim Entlangstreifen der Nadel an der HS-Kante einer solchen Hautfalte entstehen. Nach bisherigen Erfahrungen entsprechen Abweichungen nach oben in etwa den Nullwerteffekten, doch ist eine Beziehung zwischen der Anzahl von hohen und tiefen Einzelmeßwerten in einem Meßhautareal nicht ohne weiteres zu erkennen. Diese und andere Fragen können aber nun mit der hier vorgestellten Methode zur Messung der HS-Dicke in vivo durch Reihenuntersuchungen unter experimentellen und klinischen Bedingungen einer Klärung näher gebracht werden.

5. ZUSAMMENFASSUNG

Das vorhandene elektronische HS-Dickenmeßgerät lieferte bei Anwendung in vivo nicht in jedem Falle mit der histologisch ermittelten HS-Dicke übereinstimmende Meßwerte. Die Ursache dafür liegt, wie durch Eichversuche mit dem Gerät zunächst gezeigt werden konnte, in der trotz Unterdruckfixierung bzw. -straffung der Haut und Andruck des Meßkopfes nicht hinreichend ausgeschalteten Nachgiebigkeit der Meßebene in Stratum corneum. Dadurch könnten überhöhte Meßwerte entstehen.

Durch systematische Meßversuche an unterschiedlich aufgeschichteten Folienmodellen konnte gezeigt werden, daß das nach dem Prinzip einer Weg-Zeit-Messung arbeitende Gerät nur bei kontinuierlichem Vordringen der Elektrodennadel in ein Folienmodell bzw. die HS brauchbare Werte liefert. Um die Nachgiebigkeit einer lockeren Folienschichtung bzw. der HS bei der elektronischen Messung auszuschalten, wurde ein "ideales" Folienmodell mit starrer Unterlage, einer Aluminiumplatte, verwendet. Eine isolierende Folienauflage, die einen vorzeitigen Start des Meßvorganges beim Elektrodenvorschub verhindert und die Hautspannung erhöht, verbessert die technischen Voraussetzungen der Messung wesentlich.

Die In vitro-Ergebnisse sind auf das Meßverhalten in vivo zu übertragen. Eine optimale Härtung und Isolierung der Hautoberfläche wird mit einem Klebstoffilm von definierter Schichtdicke erreicht. Die Form der Meßkopfbasisplatte wurde so gestaltet, daß eine einwandfreie Adaption und Fixierung der Haut am Meßkopf gewährleistet ist.

Bei Kontrolle der elektronischen HS-Dickenwerte und damit bei Überprüfung der Meßmethode in vivo an frisch entnommener Leichenhaut mit anschließender histologischer Präparation und histometrischer Auswertung zeigte die neue Meß-

methode regelmäßig sehr zuverlässige Ergebnisse, und zwar unabhängig von der Hautregion und der Beschaffenheit der Subcutis.

Mit Hilfe der hier erprobten Meßapparatur ist die hinreichend genaue HS-Dickenbestimmung in vivo möglich. In Kombination mit anderen Methoden vermag die HS-Dickenmessung in vivo der HS-Diagnostik neue Impulse zu geben.

6. LITERATURVERZEICHNIS

1. FREEMAN, R.S., COCKERELL, E.S., ARMSTRONG, T. und KNOX, J.M.: Sunlight as a factor influencing the thickness of epidermis, J. Invest. Derm. 39, 295 - 298 (1963).

2. HOLBROOK, K.A. und ODLAND, G.F.: Regional differences in the thickness (cell layers) of human stratum corneum: an ultrastructure analysis, J. invest. Derm. 62, 415 - 422 (1974).

3. JORDAN, T.: Med. Dissertationsarbeit in Vorbereitung, FU Berlin.

4. KLASCHKA, F. und KRAUSE, R.A.: Methodischer Beitrag zur Messung der Hornschichtdicke, Document. II. Sympos. Dermat. S. 261 - 266, Brno 1965.

5. KLASCHKA, F., MENGEL, G., NÖRENBERG, M.: Quantitative und qualitative Hornschicht-Diagnostik. Arch. Derm. Forschung 244, 69 - 76 (1972).

6. KLASCHKA, F., KRAUSE, R.A., STARK, D.: Ergebnisse der Hornschicht-Dickenmessung in vivo und ihre Bedeutung für die Gewerbe-Dermatologie. In: Estratto dagli -Atti- del Symposium sulla provenzione delle dermatosi professionali tenutosi a Monte Porzio Catone nei gierni 25.e 26 maggio 1970.

7. KLIGMAN, A.M. und CHRISTOPHERS, E.: Preparation of isolated sheets of human stratum corneum, Arch. Derm. 88, 702 - 705 (1963).

8. KRAUSE, R.A. und KLASCHKA, F.: Gerät zur Messung der Hornschichtdicke in vivo, Elektromedizin 14, 52 - 54 (1969).

9. MIESCHER, G.: Das Problem des Lichtschutzes und der Lichtgewöhnung, Strahlentherapie 35, 403 - 443 (1930).

10. MÜHLENBERG, D.: Med. Dissertationsarbeit in Vorbereitung, FU Berlin.

11. ORFANOS, C.E.: Die drei Zonen des Stratum corneum. In: Feinstrukturelle Morphologie und Histopathologie der verhornenden Epidermis. Stuttgart: Thieme 1972.

12. PINKUS, H.: Anatomy of the skin 1954. Dermatologica (Basel) 112, 44 - 62 (1956).

13. SCHWARZ, E.: Zur Frage chemischer Stigmata der Epidermis und ihrer Adnexe beim konstitionellen Ekzematiker, Vortrag 45. Tagung Nordwestdeutsche Dermatol. Ges. 1968.

14. SPIER, H.W.: Hornschichtphysiologie als gewerbedermatologische Grundlagenforschung, Berufsdermatosen 15, 121 - 146 (1967).

15. SUTER, H.: Untersuchungen über die Hornschichtstruktur. Transparenzprüfung der Hornschicht mit Hilfe der Leseprobe. Dermatologica (Basel) 135, 274 - 285 (1967).

16. WILDNAUER, R.H., BOTHWELL, J.W., DOUGLASS, A.B.: Stratum corneum biochemical properties. I. Influence of relative humidity on normal and extracted human stratum corneum. J. invest. Derm. 56, 72-- 78 (1971).

17. WOLF, J.: Über die Herstellung mikroskopischer Präparate der Oberflächen verschiedener Objekte mit Hilfe der Adhäsionsmethode. Z. wiss. Mikr. 56, 181 - 201 (1936).

18. WOLF, J.: Die innere Struktur der Zellen des Stratum desquamans der menschlichen Epidermis. Z. mikr.-anat. Forschung 46, 170 - 202 (1943).

19. ZESCH, A., NORDHAUS, R., SCHAEFER, H.: Zur Kontrolle des Hornschichtabrisses durch Widerstandmessungen. Arch. Derm. Forsch. 242, 398 - 402 (1972).

LEBENSLAUF

Am 29. März 1952 wurde ich als erster Sohn des Kaufmannes Heinz Bergmann und seiner Frau Katharina, geb. Grellert in Berlin geboren.

Wir lebten in Berlin, wo ich im Januar 1972 die Reifeprüfung bestand.

Im Sommersemester des gleichen Jahres begann ich an der Freien Universität Berlin mit dem Studium der Zahnmedizin. Die zahnärztliche Vorprüfung legte ich im Frühjahr 1975 ab, die zahnärztliche Prüfung am 8. Februar 1978.

Im Frühjahr 1976 begann ich mit meiner Dissertation.

Herrn Professor Dr. F. K l a s c h k a möchte ich meinen herzlichen Dank für die freundliche Überlassung des Themas und die großzügige und hilfreiche Unterstützung meiner Arbeit sagen.